

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-107146

(43)Date of publication of application : 18.04.2000

(51)Int.Cl.

**A61B 5/022**

**(21)Application number : 10-285357**

(71)Applicant : NIPPON COLIN CO LTD

(22)Date of filing : 07.10.1998

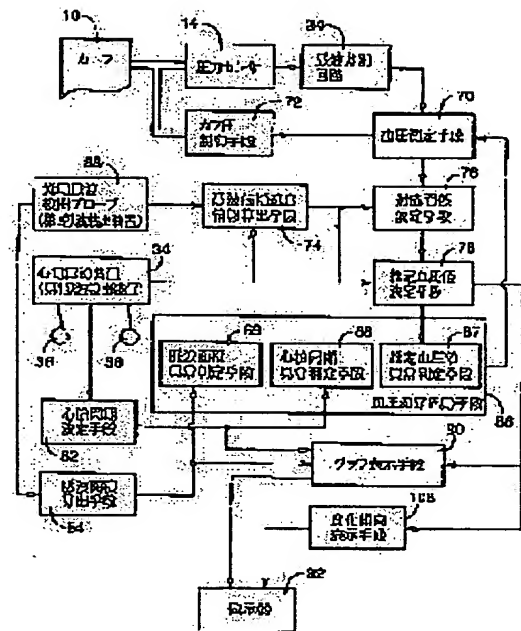
(72)Inventor : MIWA YOSHIHISA

**(54) BLOOD PRESSURE MONITORING DEVICE**

**(57)Abstract:**

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To recognize whether the start of a blood pressure measurement is close to a state to be judged or not by displaying blood pressure related information which is determined in order, and an abnormal judgement reference value on graphs which are provided on a display apparatus in a manner to be comparable.

**SOLUTION:** An estimated blood pressure value determining means 78 determines an estimated blood pressure value in order based on an actual brain wave propagating time of an organism which is calculated by a brain wave propagating speed information calculating means 74 in order by a corresponding relationship formula between a blood pressure value of the organism and the brain wave propagating time of the organism. Based on a fact that the determined estimated blood pressure value has exceeded an abnormal judgement reference value set in advance, a blood pressure measurement starting means 86 starts a blood pressure measurement by a blood pressure measuring means 70, and blood pressure related information which is used for the judgement of the starting, and the abnormal judgement reference value which is set in advance regarding the blood pressure related information, are comparably displayed on graphs provided on a display apparatus 32 by a graph displaying means 90.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 29.09.2005

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

**[Date of requesting appeal against examiner's**

decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-107146

(P2000-107146A)

(43) 公開日 平成12年4月18日 (2000. 4. 18)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	マーク* (参考)
A 6 1 B	5/022	A 6 1 B 5/02	3 3 7 H 4 C 0 1 7
			3 3 7 L
			3 3 8 A

審査請求 未請求 請求項の致1 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願平10-285357

(22) 出願日 平成10年10月7日 (1998. 10. 7)

(71) 出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(72) 発明者 三輪 芳久

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社内

(74) 代理人 100085361

弁理士 池田 治幸 (外2名)

Fターム(参考) 4C017 AA02 AA08 AA09 AA19 AB01

AB02 AC03 AC15 AC26 BC11

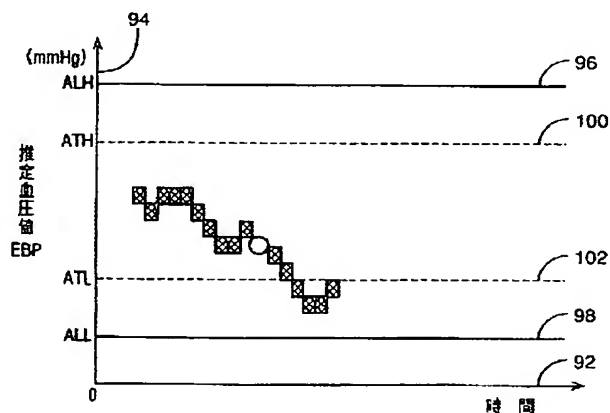
BD01 BD05 BD06 FF08

(54) 【発明の名称】 血圧監視装置

(57) 【要約】

【課題】 生体の血圧値の変動に関連して変動する血圧関連情報に基づいて生体の血圧値の変動を監視する血圧監視装置において、血圧測定の起動が判断される状態に近いかどうかを認識できるようにする。

【解決手段】 グラフ表示手段90 (SA10) により、表示器32に、推定血圧値決定手段78 (SA8) により逐次決定される推定血圧値EBPと、予め設定された異常判断基準値ALH<sub>EBP</sub>、ALL<sub>EBP</sub>とが、時間軸92と推定血圧値軸94とから成る二次元座標に対比可能にグラフ表示されるので、その推定血圧値EBPと異常判断基準値AL<sub>EBP</sub>とのグラフ上の相対的位置関係から、血圧測定の起動が判断される状態に近いかどうかを認識できる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の一部への圧迫圧力を変化させるカフを用いて該生体の血圧値を測定する血圧測定手段と、該生体の血圧値の変動に関連して変動する該生体の血圧関連情報を逐次決定する血圧関連情報決定手段と、該血圧関連情報が予め設定された異常判断基準値を越えたことに基づいて前記血圧測定手段による血圧測定を起動させる血圧測定起動手段とを備えて生体の血圧値を監視する血圧監視装置であって、前記血圧関連情報をグラフ表示するための表示器と、前記血圧関連情報決定手段により逐次決定される前記血圧関連情報と、前記異常判断基準値とを、対比可能に前記表示器に設けられたグラフに表示させるグラフ表示手段とを、含むことを特徴とする血圧監視装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体の血圧値の変動に関連して変動する、動脈内を伝播する脈波の脈波伝播速度情報、心拍情報、末梢部の脈波の面積、およびそれらに基づいて算出される推定血圧値等の血圧関連情報に基づいて、生体の血圧値の変動を監視する血圧監視装置に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】生体の動脈内を伝播する脈波の脈波伝播速度情報として、所定の2部位間の伝播時間DTや伝播速度 $V_w$  (m/s)などが知られており、このような脈波伝播速度情報は、所定の範囲内では生体の血圧値BP (mmHg)と略比例関係を有することが知られている。そこで、予め測定される生体の血圧値BPと脈波伝播速度情報から、たとえば $EBP = \alpha(DT) + \beta$  (但し $\alpha$ は負の値)、或いは $EBP = \alpha(V_w) + \beta$  (但し $\alpha$ は正の値)で表されるような関係式における係数 $\alpha$ 及び $\beta$ を予め決定し、その関係式から、逐次検出される脈波伝播速度情報に基づいて、推定血圧値EBPを求めて生体の血圧値を監視し、その推定血圧値EBPが前回の血圧測定時から所定以上変動したことに基づいてカフによる血圧測定を起動させる血圧監視装置が提案されている。

【0003】また、上記生体の血圧値と脈波伝播速度情報との関係は、心筋の状態などの中枢側の事情や、末梢血管硬さや血流抵抗などの末梢側の事情の影響を受けて変化するため、中枢側の情報として心拍数や心拍周期等の心拍情報を用い、末梢側の情報として末梢部の脈波面積を用い、脈波伝播測定情報(またはその脈波伝播情報に基づいて算出される推定血圧値)が前回の血圧測定時から所定以上変動したと判断し、且つ上記心拍情報および末梢部の脈波面積の少なくとも一方が前回の血圧測定時から所定以上変動したと判断した場合にカフによる血圧測定を起動させる血圧監視装置が提案されている。たとえば、本出願人が先に出願して公開された特開平10-43147号公報に記載された血圧監視装置がそれで

ある。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】これら従来の血圧監視装置では、血圧測定の起動を判断するための推定血圧値等の上記血圧関連情報は、全く表示されなかったり、表示されるとしても、単に数値が表示され、或いはその血圧関連情報のみがトレンド形式で表示されていたので、その表示からは、患者の容体が血圧測定が起動される状態に近いのか、血圧測定が起動される可能性は低いのかを判断することは比較的困難であった。従って、上記従来の血圧監視装置では、血圧測定の起動が判定された時点で処置を開始することとなり、結果的に処置が遅れる場合があった。

【0005】本発明は以上のような事情を背景として為されたものであり、その目的とするところは、生体の血圧値の変動に関連して変動する血圧関連情報に基づいて生体の血圧値の変動を監視する血圧監視装置において、血圧測定の起動が判断される状態に近いかどうかを認識できるようにすることにある。

## 【0006】

【課題を解決するための手段】かかる目的を達成するための本発明の要旨とするところは、生体の一部への圧迫圧力を変化させるカフを用いてその生体の血圧値を測定する血圧測定手段と、その生体の血圧値の変動に関連して変動するその生体の血圧関連情報を逐次決定する血圧関連情報決定手段と、その血圧関連情報が予め設定された異常判断基準値を越えたことに基づいて前記血圧測定手段による血圧測定を起動させる血圧測定起動手段とを備えて生体の血圧値を監視する血圧監視装置であって、(a) 前記血圧関連情報をグラフ表示するための表示器と、(b) 前記血圧関連情報決定手段により逐次決定される前記血圧関連情報と、前記異常判断基準値とを、対比可能に前記表示器に設けられたグラフに表示させるグラフ表示手段とを、含むことにある。

## 【0007】

【発明の効果】このようにすれば、グラフ表示手段により、表示器に、血圧関連情報決定手段により逐次決定される血圧関連情報と、その血圧関連情報について予め設定された異常判断基準値とが対比可能にグラフ表示されるので、その血圧関連情報と異常判断基準値とのグラフ上の相対的位置関係から、血圧測定の起動が判断される状態に近いかどうかを認識できる。

## 【0008】

【発明の他の態様】ここで、好適には、前記グラフ表示手段は、前記血圧関連情報決定手段により逐次決定される前記血圧関連情報および前記異常判断基準値と、前記血圧関連情報が警戒を必要とする値として、前記異常判断基準値よりも早期に判断されるように予め設定された警戒判断基準値とを、対比可能に前記表示器に設けられたグラフにグラフ表示させるものである。このようにす

れば、グラフ表示手段により、表示器に、逐次決定される前記血圧関連情報が、前記異常判断基準値およびその異常判断基準値よりも早期に判断されるように予め設定された警戒判断基準値と対比可能にグラフ表示されるので、血圧測定の起動が判断される状態に近いかが一層容易に認識できる。

【0009】また、好適には、前記血圧監視装置は、前記血圧関連情報決定手段において逐次決定される血圧関連情報の一拍毎の変化傾向を、前記表示器にグラフ表示する変化傾向表示手段を含むものである。このようにすれば、前記血圧関連情報と前記異常判断基準値との相対的位置関係に加えて、現在の血圧関連情報の変化傾向が前記表示器にグラフ表示されるので、血圧測定の起動が判断される状態に近いかどうかを一層正確に認識できる。

【0010】

【発明の好適な実施の形態】以下、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。図1は、本発明が適用された血圧監視装置8の回路構成を説明するブロック線図である。

【0011】図1において、血圧監視装置8は、ゴム製袋を布製帯状袋内に有して、たとえば患者の上腕部12に巻回されるカフ10と、このカフ10に配管20を介してそれぞれ接続された圧力センサ14、切換弁16、および空気ポンプ18とを備えている。この切換弁16は、カフ10内への圧力の供給を許容する圧力供給状態、カフ10内を徐々に排圧する徐速排圧状態、およびカフ10内を急速に排圧する急速排圧状態の3つの状態に切り換えられるように構成されている。

【0012】圧力センサ14は、カフ10内の圧力を検出して、その圧力を表す圧力信号SPを静圧弁別回路22および脈波弁別回路24にそれぞれ供給する。静圧弁別回路22はローパスフィルタを備え、圧力信号SPに含まれる定常的な圧力すなわちカフ圧を表すカフ圧信号SKを弁別してそのカフ圧信号SKをA/D変換器26を介して電子制御装置28へ供給する。脈波弁別回路24はバンドパスフィルタを備え、圧力信号SPの振動成分である脈波信号SM<sub>1</sub>を周波数的に弁別してその脈波信号SM<sub>1</sub>をA/D変換器30を介して電子制御装置28へ供給する。この脈波信号SM<sub>1</sub>が表すカフ脈波は、患者の心拍に同期して図示しない上腕動脈から発生してカフ10に伝達される圧力振動波である。

【0013】上記電子制御装置28は、CPU29、ROM31、RAM33、および図示しないI/Oポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU29は、ROM31に予め記憶されたプログラムに従ってRAM33の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/Oポートから駆動信号を出力して切換弁16および空気ポンプ18を制御する。

【0014】心電誘導装置34は、生体の所定の部位に

貼り着けられる複数の電極36を介して心筋の活動電位を示す心電誘導波、所謂心電図を連続的に検出するものであり、その心電誘導波を示す信号SM<sub>2</sub>を前記電子制御装置28へ供給する。なお、この心電誘導装置34は、心臓内の血液を大動脈へ向かって拍出開始する時期に対応する心電誘導波のうちのQ波或いはR波を検出するためのものであることから、第1脈波検出装置として機能している。

【0015】パルスオキシメータ用光電脈波検出プローブ38（以下、単にプローブという）は、毛細血管を含む末梢動脈へ伝播した脈波を検出する第2脈波検出装置或いは末梢脈波検出手段として機能するものであり、例えば、被測定者のたとえば指尖部などの生体皮膚すなわち体表面40に図示しない装着バンド等により密着した状態で装着されている。プローブ38は、一方向において開口する容器状のハウジング42と、そのハウジング42の底部内面の外周側に位置する部分に設けられ、LED等から成る複数の第1発光素子44、および第2発光素子44。（以下、特に区別しない場合は単に発光素子44という）と、ハウジング42の底部内面の中央部分に設けられ、フォトダイオードやフォトトランジスタ等から成る受光素子46と、ハウジング42内に一体的に設けられて発光素子44及び受光素子46を覆う透明な樹脂48と、ハウジング42内において発光素子44と受光素子46との間に設けられ、発光素子44から前記体表面40に向かって照射された光のその体表面40から受光素子46に向かう反射光を遮光する環状の遮蔽部材50とを備えて構成されている。

【0016】上記第1発光素子44は、例えば660nm程度の波長の赤色光を発光し、第2発光素子44は、例えば800nm程度の波長の赤外光を発光するものである。これら第1発光素子44、及び第2発光素子44は、一定時間づつ順番に所定周波数で発光させられると共に、それら発光素子44から前記体表面40に向かって照射された光の体内の毛細血管が密集している部位からの反射光は共通の受光素子46によりそれぞれ受光される。なお、発光素子44の発光する光の波長は上記の値に限られず、第1発光素子44は酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの吸光係数が大きく異なる波長の光を、第2発光素子44はそれらの吸光係数が略同じとなる波長、すなわち酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとにより反射される波長の光をそれぞれ発光するものであればよい。

【0017】受光素子46は、その受光量に対応した大きさの光電脈波信号SM<sub>2</sub>をローパスフィルタ52を介して出力する。受光素子46とローパスフィルタ52の間には増幅器等が適宜設けられる。ローパスフィルタ52は、入力された光電脈波信号SM<sub>2</sub>から脈波の周波数よりも高い周波数を有するノイズを除去し、そのノイズが除去された信号SM<sub>2</sub>をデマルチプレクサ54に出

力する。この光電脈波信号 $SM_i$ が表す光電脈波は、患者の脈拍に同期して発生する容積脈波である。なお、この光電脈波は脈拍同期波に対応している。

【0018】デマルチプレクサ54は、電子制御装置28からの信号に従って第1発光素子44、及び第2発光素子44、の発光に同期して切り換えられることにより、赤色光による電気信号 $SM_R$ をサンプルホールド回路56及びA/D変換器58を介して、赤外光による電気信号 $SM_{IR}$ をサンプルホールド回路60及びA/D変換器62を介して、それぞれ電子制御装置28の図示しないI/Oポートに逐次供給する。サンプルホールド回路56、60は、入力された電気信号 $SM_R$ 、 $SM_{IR}$ をA/D変換器58、62へ出力する際に、前回出力した電気信号 $SM_R$ 、 $SM_{IR}$ についてのA/D変換器58、62における変換動作が終了するまでに、次に出力する電気信号 $SM_R$ 、 $SM_{IR}$ をそれぞれ保持するためのものである。

【0019】電子制御装置28のCPU29は、RAM33の記憶機能を利用しつつROM31に予め記憶されたプログラムに従って測定動作を実行し、駆動回路64に制御信号SLVを出力して発光素子44、44、を順次所定の周波数で一定時間づつ発光させる一方、それら発光素子44、44、の発光に同期して切換信号SCを出力してデマルチプレクサ54を切り換えることにより、前記電気信号 $SM_R$ をサンプルホールド回路56に、電気信号 $SM_{IR}$ をサンプルホールド回路60にそれぞれ振り分ける。上記CPU29は、血中酸素飽和度を算出するために予め記憶された演算式から上記電気信号 $SM_R$ 、 $SM_{IR}$ の振幅値に基づいて生体の血中酸素飽和度を算出する。なお、この酸素飽和度の決定方法としては、例えば、本出願人が先に出願して公開された特開平3-15440号公報に記載された決定方法が利用される。

【0020】図2は、上記血圧監視装置8における電子制御装置28の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。図2において、血圧測定手段70は、カフ圧制御手段72によってたとえば生体の上腕に巻回されたカフ10の圧迫圧力を所定の目標圧力値 $P_{C_M}$ （たとえば、180mmHg程度の圧力値）まで急速昇圧させた後に3mmHg/sec程度の速度で徐速降圧させられる徐速降圧期間内において、順次採取される脈波信号 $SM_i$ が表す脈波の振幅の変化に基づきよく知られたオシロメトリック法を用いて最高血圧値 $BP_{SYS}$ 、平均血圧値 $P_{MEAN}$ 、および最低血圧値 $BP_{DIA}$ などを決定する。

【0021】血圧関連情報決定手段の一つである脈波伝播速度情報算出手段74は、図3に示すように心電誘導装置34により逐次検出される心電誘導波の周期毎に発生する所定の部位たとえばR波から、ブローブ38により逐次検出される光電脈波の周期毎に発生する所定の部位たとえば立ち上がり点或いは下ピーク点までの時間差

（脈波伝播時間） $DT_{RP}$ を逐次算出する時間差算出手段を備え、その時間差算出手段により逐次算出される時間差 $DT_{RP}$ に基づいて、予め記憶される数式1から、被測定者の動脈内を伝播する脈波の伝播速度 $V_M$ （m/sec）を一拍毎或いは数拍毎に逐次算出する。尚、数式1において、 $L$ （m）は左心室から大動脈を経て前記ブローブ38が装着される部位までの距離であり、 $T_{REF}$ （sec）は心電誘導波形のR波から光電脈波の下ピーク点までの前駆出期間である。これらの距離 $L$ および前駆出期間 $T_{REF}$ は定数であり、予め実験的に求められた値が用いられる。

【0022】

【数1】 $V_M = L / (DT_{RP} - T_{REF})$

【0023】対応関係決定手段76は、血圧測定手段70により測定された最高血圧値 $BP_{SYS}$ とそれぞれの血圧測定期間内における脈波伝播時間 $DT_{RP}$ 、或いは脈波伝播速度 $V_M$ 、たとえばその期間内における脈波伝播時間 $DT_{RP}$ 、或いは伝播速度 $V_M$ の平均値に基づいて、数式2或いは数式3で示される脈波伝播時間 $DT_{RP}$ 、或いは伝播速度 $V_M$ と最高血圧値 $BP_{SYS}$ との関係式における係数 $\alpha$ 及び $\beta$ を、予め決定する。なお、上記最高血圧値 $BP_{SYS}$ に代えて、血圧測定手段70により測定された平均血圧値 $P_{MEAN}$ 或いは最低血圧値 $BP_{DIA}$ と血圧測定期間内における脈波伝播時間 $DT_{RP}$ 、或いは伝播速度 $V_M$ との関係が求められてもよい。要するに、監視（推定）血圧値EBPを最高血圧値とするか、平均血圧値とするか、最低血圧値とするかによって選択される。

【0024】

【数2】 $EBP = \alpha (DT_{RP}) + \beta$

（但し、 $\alpha$ は負の定数、 $\beta$ は正の定数）

【0025】

【数3】 $EBP = \alpha (V_M) + \beta$

（但し、 $\alpha$ は正の定数、 $\beta$ は正の定数）

【0026】推定血圧値決定手段78は、生体の血圧値とその生体の脈波伝播時間 $DT_{RP}$ 、或いは伝播速度 $V_M$ との間の上記対応関係（数式2および数式3）から、脈波伝播速度情報算出手段74により逐次算出される生体の実際の脈波伝播時間 $DT_{RP}$ 、或いは伝播速度 $V_M$ に基づいて推定血圧値EBPを逐次決定する。

【0027】血圧関連情報決定手段の一つである心拍周期決定手段82は、心電誘導装置34により得られた心電波形の所定部位間の間隔たとえばR波間隔を計測することにより心拍周期RRを逐次決定する。また、同じく血圧関連情報決定手段の一つである脈波面積算出手段84は、光電脈波検出ブローブ38により得られた光電脈波の面積 $S$ をその1周期 $W$ および振幅 $L$ に基づいて正規化して算出し、正規化脈波面積 $VR$ を一拍毎或いは数拍毎に逐次算出する。すなわち、上記光電脈波は、図4に示すように、数ミリ或いは十数ミリ毎のサンプリング周期毎に入力される光電脈波の大きさを示す点の連なりに

より構成されており、その1周期W内において光電脈波を積分(加算)することにより光電脈波の面積Sが求められた後、 $S/(W \times L)$ なる演算が行われることにより正規化脈波面積VRが算出される。この正規化脈波面積VRは、その1周期Wと振幅Lとによって囲まれる矩形内における面積割合を示す無次元の値であり、%MAPとしても称される。

【0028】 血圧測定起動手段86は、推定血圧値決定手段78により決定された推定血圧値EBPが予め設定された異常判断基準値(アラーム値) $AL_{e,p}$ を越えたことに基づいて血圧測定手段70による血圧測定を起動させる。たとえば、推定血圧値EBPが予め設定された異常判断基準値 $AL_{e,p}$ を越え、さらに上記心拍周期RRおよび脈波面積VRの少なくとも一方が予め設定された異常判断基準値 $AL_{a,r}$ 、 $AL_{v,r}$ を越えたことに基づいて前記血圧測定手段70による血圧測定を起動させる。ここで、上記推定血圧値異常判定手段87における予め設定された異常判断基準値 $AL_{e,p}$ とは、推定血圧値EBP、またはその推定血圧値EBPの変化量または変化率として予め設定された値である。同様に、上記心拍周期異常判定手段88における予め設定された異常判断基準値 $AL_{a,r}$ とは、心拍周期RR、またはその心拍周期RRの変化量または変化率として予め設定された値であり、上記脈波面積異常判定手段89における予め設定された異常判断基準値 $AL_{v,r}$ とは、脈波面積VR、またはその脈波面積VRの変化量または変化率として予め設定された値である。

【0029】 すなわち、血圧測定起動手段86は、推定血圧値決定手段78により逐次決定された推定血圧値EBP、またはその推定血圧値EBPの前の血圧測定時を基準とした変化量或いは変化率が上記異常判断基準値 $AL_{e,p}$ を越えたことを以て推定血圧値EBPの異常を判定する推定血圧値異常判定手段87、心拍周期決定手段82により逐次決定された心拍周期RR、またはその心拍周期RRの前の血圧測定時を基準とした変化量或いは変化率が上記異常判断基準値 $AL_{a,r}$ を越えたことを以て心拍周期RRの異常を判定する心拍周期異常判定手段88、脈波面積算出手段84により算出された脈波面積VR、またはその脈波面積VRの前の血圧測定時を基準とした変化量或いは変化率が上記異常判断基準値 $AL_{v,r}$ を越えたことを以て脈波面積VRの異常を判定する脈波面積異常判定手段89を備え、上記推定血圧値異常判定手段87により推定血圧値EBPの異常が判定され、且つ心拍周期異常判定手段88により心拍周期RRの異常が判定されるか或いは脈波面積異常判定手段89により脈波面積VRの異常が判定されたことに基づいて、前記血圧測定手段70による血圧測定を起動させる。なお、上記異常判断基準値 $AL_{e,p}$ 、 $AL_{a,r}$ 、 $AL_{v,r}$ は、1つ、または大きさの異なる2つの値が設定される。たとえば、推定血圧値EBPについて、大きさの異

なる2つの異常判断基準値すなわち上側異常判断基準値 $AL_{H,e,p}$ と下側異常判断基準値 $AL_{L,e,p}$ が設定された場合は、逐次決定される推定血圧値EBPが上側異常判断基準値 $AL_{H,e,p}$ を大きい側に越え、または下側異常判断基準値 $AL_{L,e,p}$ を小さい側に越えたことに基づいて推定血圧値EBPの異常が判定される。

【0030】 グラフ表示手段90は、前記血圧測定起動手段86において血圧測定を起動させる判断に用いられる前記血圧関連情報と、その血圧関連情報について予め設定された前記異常判断基準値ALとを、対比可能に表示器32に設けられたグラフに表示させる。または、前記血圧測定起動手段86において血圧測定を起動させる判断に用いられる前記血圧関連情報、その血圧関連情報について予め設定された前記異常判断基準値ALに加えて、その血圧関連情報が警戒を必要とする値として、異常判断基準値ALよりも早期に判断されるように予め設定された警戒判断基準値(アラート値)ATを、対比可能に表示器32に設けられたグラフに表示させる。なお、上記警戒判断基準値ATも、前記異常判断基準値と同様に、1つまたは大きさの異なる2つの値が設定される。

【0031】 たとえば、グラフ表示手段90は、時間軸と前記血圧関連情報の一つを示す血圧関連情報軸との二次元座標に、その血圧関連情報についての異常判断基準値AL(および警戒判断基準値AT)と、その血圧関連情報をグラフ表示する。或いは、前記血圧関連情報を示す軸からなる三次元座標に、それら血圧関連情報についての異常判断基準値AL(および警戒判断基準値AT)と、その血圧関連情報をグラフ表示する。

【0032】 図5および図6は、上記グラフ表示手段90において、表示器32に設けられたグラフの表示例を示す図である。図5は、時間軸92と推定血圧値EBPを表す推定血圧値軸94との二次元座標に、上記予め設定された上側異常判断基準値 $AL_{H,e,p}$ を示す上側判断基準線96、下側異常判断基準値 $AL_{L,e,p}$ を示す下側異常判断基準線98が表示され、さらに、上側異常判断基準値 $AL_{H,e,p}$ よりも小さい側に、推定血圧値EBPが警戒を必要とする値として予め設定された上側警戒判断基準値 $AT_{H,e,p}$ を示す上側警戒判断基準線100が表示され、下側異常判断基準値 $AL_{L,e,p}$ よりも大きい側に、推定血圧値EBPが警戒を必要とする値として予め設定された下側警戒判断基準値 $AT_{L,e,p}$ を示す下側警戒判断基準線102が表示されている。そして、その二次元座標上に、推定血圧値決定手段78において逐次決定される推定血圧値EBPがトレンド表示されている。なお、この推定血圧値EBPのトレンドは、逐次決定される推定血圧値EBPが直接表示されてもよいが、図5においては逐次決定される推定血圧値EBPに基づいて、1分間の移動平均値 $EBP_{\Delta}$ が算出され、その移動平均値 $EBP_{\Delta}$ がトレンド形式で表示されている。ま



た、図5の○印は血圧測定手段70により測定された血圧値BPを示している。図5のように、血圧測定の起動を判断する血圧関連情報である推定血圧値EBPがトレンド形式で表示されると、そのトレンドから、今後の傾向を予測することができるので、血圧測定の起動が判断される状態に近いかどうかを容易に認識することができる。図5においては、推定血圧値EBPのトレンドの先端は、下側警戒判断基準値102と下側異常判断基準値98との間に表示されているので、患者の状態は比較的注意を要する状態であることが分かる。

【0033】図6は、推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRを示す互いに一点で交わる3本の軸から成る三次元座標すなわちレーダーチャート104である。図6に示されるレーダーチャート104のそれぞれの軸には、予め設定された上側異常判断基準値ALH、上側警戒判断基準値ATH、下側警戒判断基準値ATL、下側異常判断基準値ALLが表示されている。そして、そのレーダーチャート104に、逐次決定される推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRを結んで形成される三角形106が表示されている。図6のように、血圧測定起動を判断する血圧関連情報が表示器32に対比可能にグラフ表示されると、血圧測定起動を判断する血圧関連情報が複数ある場合であっても、血圧測定の起動が判断される状態に近いかどうかを容易に認識することができる。

【0034】変化傾向表示手段108は、血圧関連情報として逐次決定される推定血圧値EBP等の一拍毎の変化傾向を、表示器32にグラフ表示する。この変化傾向とは、1分程度の所定時間の移動平均値或いは前回の値に対する差、または変化量或いは変化率である。図7は、上記変化傾向表示手段108において表示されるグラフ表示の一例を示す図であり、推定血圧値EBPの一拍前の値に対する変化率が矢印で示されている。図7のように、変化傾向が示されると、血圧測定起動手段86において血圧測定の起動が判断される状態に近いかどうかの判断が一層容易になる。すなわち、図5または図6に示されたグラフ表示のみでは、現在の推定血圧値EBP等の血圧関連情報の異常判断基準値ALおよび警戒判断基準値ATとの相対的位置関係が認識できるので、その血圧関連情報の現在の变化傾向を認識することが比較的困難なのである。

【0035】図8は、上記血圧監視装置8の電子制御装置28における制御作動の要部を説明するフローチャートである。図8において、ステップSA1（以下、ステップを省略する。）において図示しないフラグ、カウンタ、レジスタをクリアする初期処理が実行された後、脈波伝播速度情報算出手段74、心拍周期決定手段82および脈波面積算出手段84に対応するSA2では、カフ昇圧の直前において、心電波形のR波からブロープ38により逐次検出される光電脈波の立ち上がり点までの時

間差すなわち伝播時間 $DT_{RP}$ が決定され、心電誘導波形のR波間隔を計測することにより心拍周期RRが決定され、光電脈波検出ブロープ38により得られた光電脈波から正規化脈波面積VRが算出される。

【0036】次いで、前記カフ圧制御手段72に対応するSA3およびSA4では、切換弁16が圧力供給状態に切り換えられ且つ空気ポンプ18が駆動されることにより、血圧測定のためにカフ10の急速昇圧が開始されるとともに、カフ圧 $P_c$ が180mmHg程度に予め設定された目標圧迫 $P_{cM}$ 以上となったか否かが判断される。このSA4の判断が否定された場合は、上記SA3以下が繰り返し実行されることによりカフ圧 $P_c$ の上昇が継続される。

【0037】しかし、カフ圧 $P_c$ の上昇により上記SA4の判断が肯定されると、前記血圧測定手段70に対応するSA5において、血圧測定アルゴリズムが実行される。すなわち、空気ポンプ18を停止させ且つ切換弁16を徐速排圧状態に切り換えてカフ10内の圧力を予め定められた3mmHg/sec程度の緩やかな速度で下降させることにより、この徐速降圧過程で逐次得られる脈波信号SM<sub>i</sub>が表す脈波の振幅の変化に基づいて、良く知られたオシロメトリック方式の血圧値決定アルゴリズムに従って最高血圧値 $BP_{SYS}$ 、平均血圧値 $BP_{MEAN}$ 、および最低血圧値 $BP_{DIA}$ が測定されるとともに、脈波間隔に基づいて脈拍数などが決定されるのである。そして、その測定された血圧値および脈拍数などが表示器32に表示されるとともに、切換弁16が急速排圧状態に切り換えられてカフ10内が急速に排圧される。

【0038】次に、前記対応関係決定手段76に対応するSA6では、SA2において求められた脈波伝播時間 $DT_{RP}$ と、SA5において測定されたカフ10による血圧値 $BP_{SYS}$ 、 $BP_{MEAN}$ 、または $BP_{DIA}$ との間の対応関係が求められる。すなわち、SA5において血圧値 $BP_{SYS}$ 、 $BP_{MEAN}$ 、および $BP_{DIA}$ が測定されると、それら血圧値 $BP_{SYS}$ 、 $BP_{MEAN}$ 、または $BP_{DIA}$ のうちの1つと、脈波伝播時間 $DT_{RP}$ に基づいて、脈波伝播時間 $DT_{RP}$ と推定血圧値EBPとの間の対応関係（数式2）が決定される。

【0039】上記のようにして脈波伝播時間血圧対応関係が決定されると、SA7において、心電波形のR波および光電脈波が入力されたか否かが判断される。このSA7の判断が否定された場合はSA7が繰り返し実行されるが、肯定された場合は、前記脈波伝播速度情報算出手段74、心拍周期決定手段82、脈波面積算出手段84および推定血圧値決定手段78に対応するSA8において、新たに入力された心電波形のR波および光電脈波についての脈波伝播時間 $DT_{RP}$ 、心拍周期RRおよび脈波面積VRがSA2と同様にして算出され、さらに、その脈波伝播時間 $DT_{RP}$ から、SA6において決定された対応関係を用いて推定血圧値EBPが算出される。



【0047】前記脈波面積異常判定手段89に対応する

【００５２】また、本実施例によれば、グラフ表示手段  
 ９０（ＳＡ１１）により、表示器３２に、推定血圧値決  
 定手段７８（ＳＡ８）により逐次決定され推定血圧値Ｅ

BP、心拍周期決定手段 82 (SA8) により逐次決定される心拍周期 RR、脈波面積算出手段 84 (SA8) により逐次算出される脈波面積 VR と、それらについて予め設定された異常判断基準値  $AL_{EBP}$ 、 $AL_{RR}$ 、 $AL_{VR}$  とが対比可能にレーダーチャート 104 にグラフ表示されるので、その推定血圧値 EBP、心拍周期 RR、脈波面積 VR と、それらの異常判断基準値  $AL_{EBP}$ 、 $AL_{RR}$ 、 $AL_{VR}$  とのレーダーチャート 104 上の相対的位置関係から、血圧測定の起動が判断される状態に近いかどうかを認識できる。

【0053】また、本実施例によれば、グラフ表示手段 90 (SA10) により、表示器 32 に、逐次決定される推定血圧値 EBP が、異常判断基準値  $AL_{EBP}$ 、およびその異常判断基準値  $AL_{EBP}$  よりも早期に判断されるように予め設定された警戒判断基準値  $AT_{EBP}$  と対比可能にグラフ表示されるので、血圧測定の起動が判断される状態に近いかが一層容易に認識できる。

【0054】また、本実施例によれば、グラフ表示手段 90 (SA11) により、表示器 32 に、逐次決定される推定血圧値 EBP、心拍周期 RR、および脈波面積 VR が、異常判断基準値  $AL_{EBP}$ 、 $AL_{RR}$ 、 $AL_{VR}$ 、およびそれらの異常判断基準値  $AL_{EBP}$ 、 $AL_{RR}$ 、 $AL_{VR}$  よりも早期に判断されるように予め設定された警戒判断基準値  $AT_{EBP}$ 、 $AT_{RR}$ 、 $AT_{VR}$  と対比可能にグラフ表示されるので、血圧測定の起動が判断される状態に近いかが一層容易に認識できる。

【0055】また、本実施例によれば、血圧監視装置 8 は、推定血圧値決定手段 78 (SA8) において逐次決定される推定血圧値 EBP の一拍毎の変化率を、表示器 32 にグラフ表示する変化傾向表示手段 108 (SA12) を含むものであることから、推定血圧値 EBP と異常判断基準値  $AL_{EBP}$  との相対的位置関係に加えて、現在の推定血圧値 EBP の一拍前の値に対する変化率が表示器 32 にグラフ表示されるので、血圧測定の起動が判断される状態に近いかどうかを一層正確に認識できる。

【0056】以上、本発明の一実施例を図面に基いて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0057】たとえば、前述の実施例では、血圧測定起動手段 86 (SA13) では、推定血圧値 EBP の異常が判定され、且つ心拍周期 RR および脈波面積 VR の少なくとも一方の異常が判定されたことに基づいて、血圧測定手段 70 による血圧測定の起動を判断していたが、推定血圧値 EBP に代えて、推定血圧値 EBP と 1 対 1 に対応する脈波伝播速度  $DT_{RP}$  または脈波伝播速度  $V_p$  の異常が判定されてもよい。また、それら推定血圧値 EBP、心拍周期 RR、脈波面積 VR は、それぞれ、生体の血圧の変動を反映するものであるため、それら 3 つのうちいずれか 2 つ、または 3 つのうちの 1 つのみが用いられ、血圧測定手段 70 による血圧測定の起動を判断

するものであってもよい。

【0058】また、前述の実施例において、グラフ表示手段 90 に対応する SA11 では、レーダーチャート 104 に、逐次決定される推定血圧値 EBP、心拍周期 RR、および脈波面積 VR が、それらについて予め設定された異常判断基準値および警戒判断基準値と対比可能に表示されていたが、たとえば、図 10 に示されるような棒グラフが血圧関連情報毎に設けられることによって、逐次決定される血圧関連情報と、その血圧関連情報について予め設定された異常判断基準値および警戒判断基準値とが、対比可能とされてもよい。なお、図 10 は、血圧関連情報の血圧測定時に対する変化率が表示された場合が示されている。すなわち、血圧測定起動手段 86 において、上記血圧関連情報の血圧測定時に対する変化率で以てそれらの血圧関連情報の異常を判定する場合である。

【0059】また、前述の実施例において、心拍周期 RR が用いられていたが、心拍周期 RR (sec) と心拍数 HR (1/min) も 1 対 1 の対応関係 ( $HR = 60 / RR$ ) があるので、心拍周期決定手段 82、心拍周期異常判定手段 88、基準血圧測定起動情報表示手段 90、血圧測定起動情報表示手段 92 において、心拍周期 RR に代えて心拍数 HR が用いられてもよい。

【0060】また、前述の実施例の変化傾向表示手段 108 (SA12) では、推定血圧値 EBP の変化率は、図 7 の矢印として表示されていたが、図 11 に示されるように、棒グラフとして表示されるものでもよい。

【0061】なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲においてその他種々の変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施例である血圧監視装置の回路構成を説明するブロック線図である。

【図 2】図 1 の実施例における電子制御装置 28 の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図 3】図 1 の実施例における電子制御装置 28 の制御動作により求められる時間差  $DT_{RP}$  を例示する図である。

【図 4】図 1 の実施例において、脈波面積 VR の正規化の方法を説明する図である。

【図 5】図 1 の実施例において、グラフ表示手段により表示器に表示される推定血圧値のトレンドグラフを説明する図である。

【図 6】図 1 の実施例において、グラフ表示手段により表示器に表示されるレーダーチャートを説明する図である。

【図 7】図 1 の実施例において、変化傾向表示手段により表示器に表示される推定血圧値の変化率を示す図である。

【図 8】図 1 の実施例における電子制御装置 28 の制御動作の要部を説明するフローチャートであって、血圧監

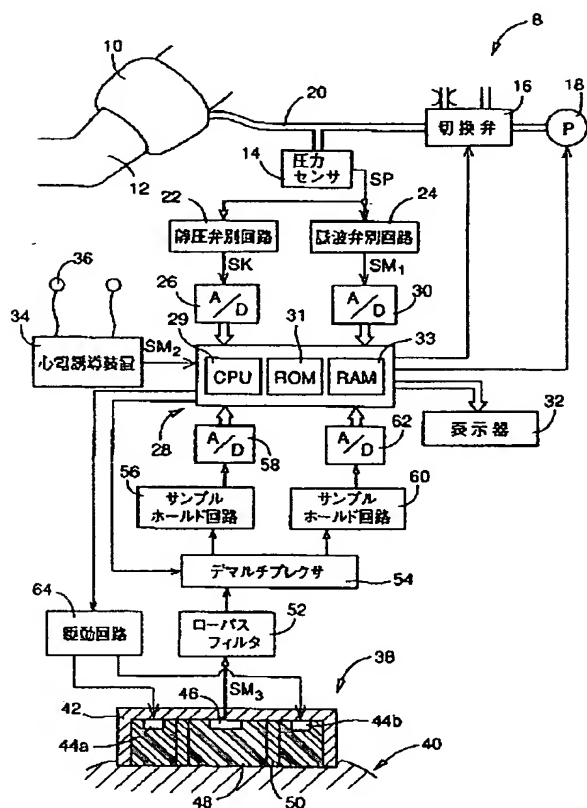
視ルーチンを示す図である。

【図9】図8のSA13における血圧測定起動判定ルーチンの作動を詳しく説明する図である。

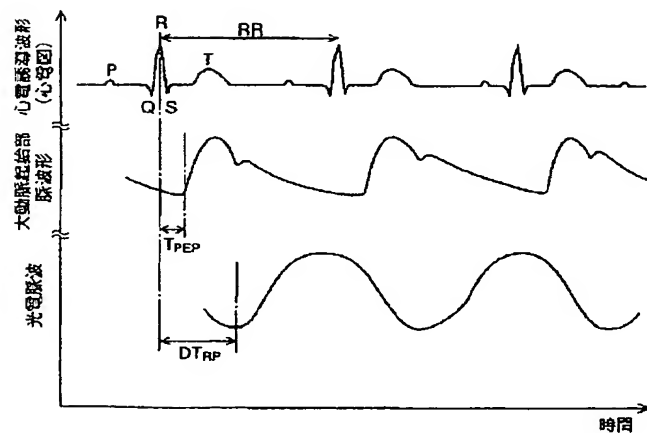
【図10】グラフ表示手段により表示器に表示される推定血圧値、心拍周期、脈波面積を示す図であって、図6とは別の例を示す図である。

【図11】変化傾向表示手段により表示器に表示される\*

【図1】



【図3】



\* 推定血圧値の変化率を示す図であって、図7とは別の例を示す図である。

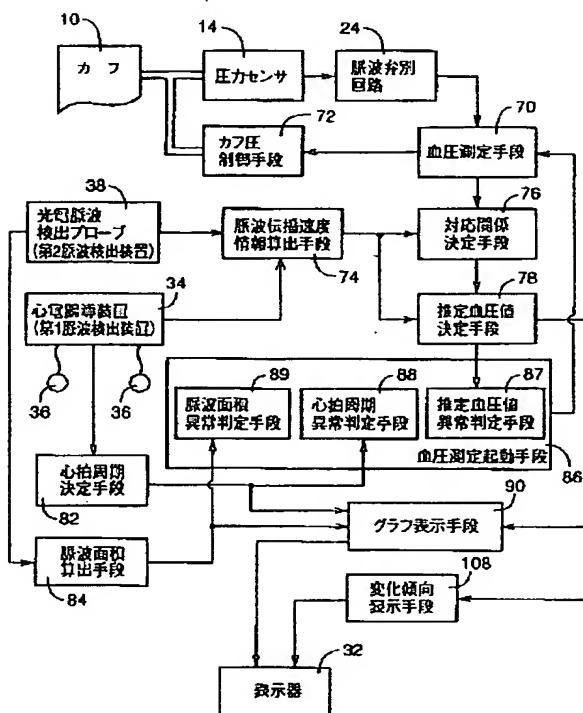
【符号の説明】

32：表示器

90：グラフ表示手段

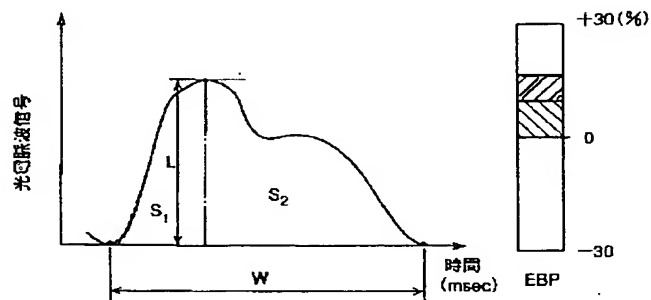
108：変化傾向表示手段

【図2】

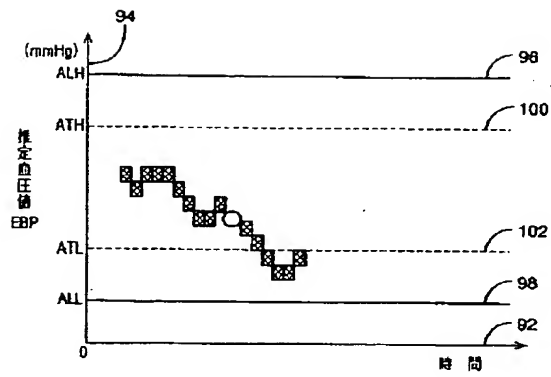


【図4】

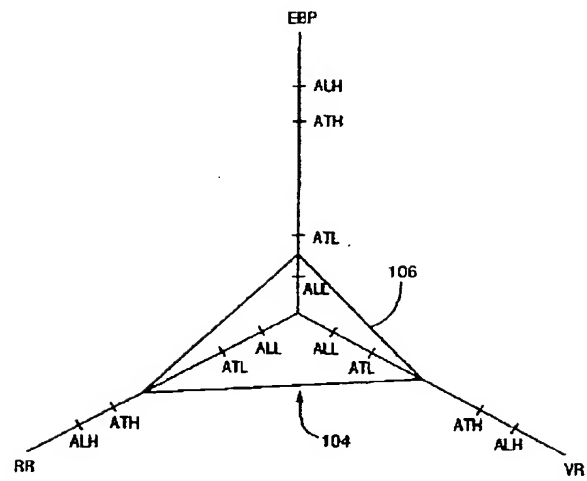
【図11】



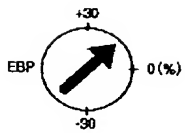
【図5】



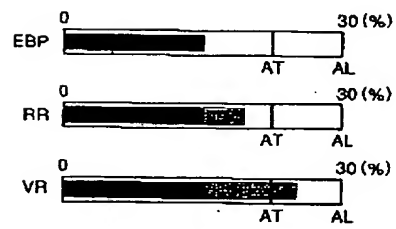
【図6】



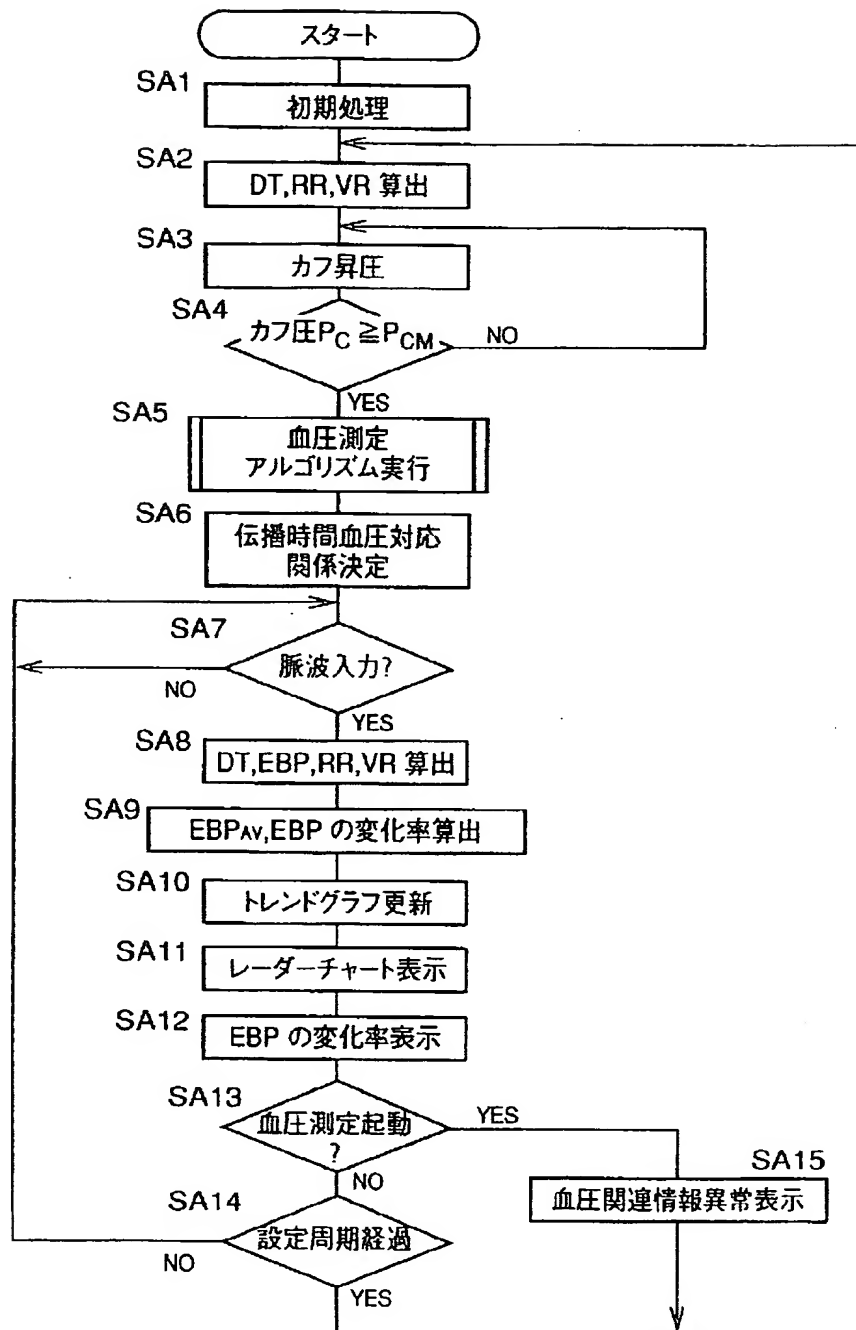
【図7】



【図10】



【図8】



【図9】

